

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

DIALOG(R) File 351:Derwent WPI
(c) 2002 Derwent Info Ltd. All rts. reserv.

007637081 **Image available**

WPI Acc No: 1988-271013/198838

XRPX Acc No: N88-205791

Prosthesis with joint between foot and lower leg - consists of joint braked and allowing relative movement of foot and lower leg with increasing resistance from cushioning pads

Patent Assignee: LJUNGBLAD Y (LJUN-I)

Number of Countries: 015 Number of Patents: 008

Abstract (Basic): WO 8806431 A

The prosthesis foot and a connecting lower leg are mutually combined by a joint (27). The joint allows relative movement between the prosthesis foot and the lower leg with increasing resistance from cushioning pads (41,42) on both sides of the joint.

The joint is damped by an adjustable force adapted to the weight of the prosthesis foot before contact with any of the cushioning pads.

USE/ADVANTAGE - Foot prosthesis or leg prosthesis serving as biological foot as regards walking freedom on plane ground, in descent and ascent or stairs, and does not cause wear of sound knee, hip joints.

Dwg.2/3

Title Terms: PROSTHESIS; JOINT; FOOT; LOWER; LEG; CONSIST; JOINT; BRAKE; ALLOW; RELATIVE; MOVEMENT; FOOT; LOWER; LEG; INCREASE; RESISTANCE; CUSHION; PAD

Derwent Class: P32

International Patent Class (Additional): A61F-002/66

THIS PAGE BLANK (USPTO)

SVERIGE

(19) SE



(12) UTLÄGGINSSKRIFT

[B] (21) 8700791-0

(51) Internationell klass 4 A61F 2/66

PATENTVERKET

(44) Ansökan utlagd och utläggningsskriften publicerad

88-09-12

(11) Publiceringsnummer

456 134

(41) Ansökan allmänt tillgänglig 88-08-26

(22) Patentansökan inkom 87-02-25

(24) Lopdag 87-02-25

Ansökan inkommen som:

svensk patentansökan

fullföljd internationell patentansökan med nummer

omvandlad europeisk patentansökan med nummer

(62) Stamansökans nummer

(86) Internationell ingivningsdag

(86) Ingivningsdag för ansökan om europeiskt patent

(30) Prioritetsuppgifter

(71) Sökande Yngve Ljungblad, Ringvägen 84 902 54 Umeå SE

(72) Uppfinnare Sök

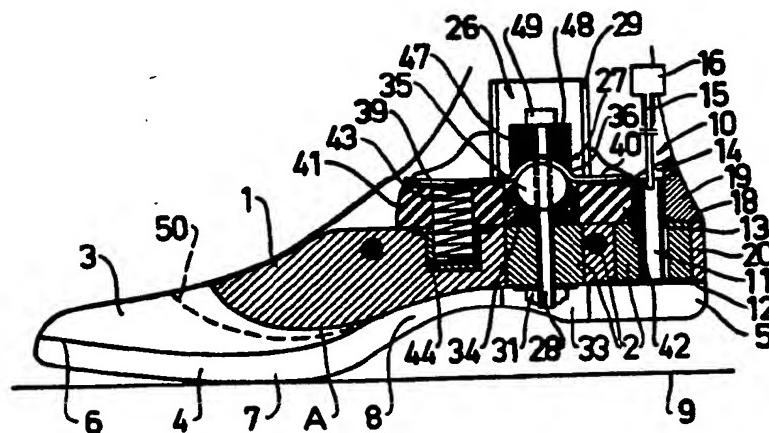
(74) Ombud AB Stockholms patentbyrå

(54) Benämning Ledanordning vid en fotprotes

(56) Anförda publikationer: FR 711 480(A61F 1/08), US 1 572 319(3:32), US 2 066 599 (3:32), US 2 183 076(3:32), US 2 439 195(3:32)

(57) Sammandrag:

Anordning vid en protes, vid vilken protesfot och underben är inbördes förenade genom en led som tillåter relativrörelse mellan protesfoten och underbenet under tilltagande motstånd från åtminstone på ömse sidor om leden anordnade dämpningsorgan. För att förbättra dylika fotprotesers gångbarhet är leden (27) även före ingripande kontakt med något av de nämnda på ömse sidor om leden (27) befintliga dämpningsorganen (41,42) bromsad med en reglerbar och åtminstone till protesbärarens vikt anpassad kraft.



DB 647269

Föreliggande uppfinning hänför sig till en anordning vid en protes, vid vilken protes fot och underben är inbördes förbundna genom en led som tillåter relativrörelser mellan protesfoten och underbenet under motstånd av åtminstone på ömse sidor om ledens anordnade, elastiska dämpningsorgan.

Många försök har gjorts att åstadkomma ben- eller fotproteser med en protesfot som i största möjliga utsträckning fungerar som den biologiska foten vad gäller rörelsemöjligheter och -mönster och känslan av erforderlig stadga och upplevs som en sådan under gång inte enbart på plan mark utan även i med- och motlut. Dessa försök har emellertid icke givit tillfredsställande resultat utan fortfarande kvarstår i viss omfattning nämnda problem som således har visat sig vara synnerligen svåra att lösa slutgiltigt. Därom vittnar även den omfattande patentlitteraturen som finns tillgänglig inom ifrågavarande område och som visar en mängd förslag till olika lösningar.

Vanligtvis bygger dessa kända lösningar på användandet av en ledaxel som är anordnad i fotens tvärriktning och på vilken är anordnat ett sfäriskt kullager som ger ledbarhet i väsentligen alla riktningar. Med denna typ av ledkonstruktion uppnås emellertid icke erforderlig stadga inte ens med användandet av såväl framför som bakom ledaxeln anordnade dämpningskuddar av gummi eller liknande material, varför denna typ av protesfot är mycket besvärlig att gå med till och med på plant underlag och i det närmaste omöjlig att gå med i med- och motlut och uppför och nedför, trappor.

För att uppnå rörelse i alla riktningar för en fotprotes i förhållande till protesunderbenet är det även förut känt att utforma fotprotesen som en ihålig, sammanhängande kärna som i sig skall bilda ett ledsystem och som utan elastiska eller ledade element är stumt anslutet till en benprotesadapter, varvid de under gång önskade led- och stödfunktionerna skall i huvudsak åstadkommas genom direkt kontakt mellan den styrande benprotesadaptern och fotens ihåliga kärna. Detta innebär emellertid stora påfrestningar på materialet i fotprotesens kärna och för att uppnå eftersträvad ledfunktion måste kärnans väggar vara förhållandevis tunna och därmed finns i denna proteskonstruktion inbyggt ett motsatsförhållande mellan erforderlig hållfasthet för statiska påkänningar och ledbarhet som inte går att förena i hittills kända material utan risk för haveri i en eller annan

form. Såvitt bekant är har därför denna kända konstruktion inte fått någon praktisk användning.

De flesta av de kända fotproteserna har vidare den nackdelen att de ofta ger förslitningar i friska knä- och höftleder samt 5 har en inbyggd obalans som gör det svårare för brukaren att gå även på plant underlag än vad som egentligen skulle behöva vara fallet och som resulterar i en förhållandevis snabb deformering av protesfoten som därför måste bytas förhållandevis ofta liksom använda skor som på grund av denna förhållandevis snabba defor- 10 mering av protesfoten också försmts snabbt och ojämnt.

Syftet med föreliiggande uppfinning är därför att åstadkomma en fotprotes eller en benprotes innehållande en protesfot som inte har de ovannämnda nackdelarna utan är så beskaffad, att den i allt väsentligt fungerar som en biologisk fot vad gäller 15 gångbarheten på plant underlag, i med- och motlut och uppför och nedför trappor och som dessutom icke medför förslitningar i friska knä- och höftleder.

Detta uppnås genom att protesen enligt föreliiggande uppfinning har erhållit de i patentkraven angivna kännetecknen.

20 I det följande beskrivs uppfinningen närmare under hänvisning till bifogade ritningar, på vilka fig. 1 visar föreliiggande protesfot sedd underifrån, fig. 2 visar ett snitt genom protesfoten längs linjen II-II i fig. 1 och fig. 3 visar en sprängvy av före- liggande fotprotes.

25 I fotprotesen enligt uppfinningen ingår en styv, homogen kärna 1, företrädesvis av trä eventuellt med limfog och i limmade pluggar 2 av trä eller annat likvärdigt material för undvikande av sprickbildning och liknande. Vid kärnans undersida är fäst en kropp av elastiskt material som bildar fotens tåparti 3 och 30 fotsula 4 med häl 5, varvid skiljelinjen mellan tåparti 3 och fotsula 4 markeras med en linje 6. Övergången mellan tåpartiet 3 och kärnan 1 är så förlagd, att tåpartiet 3 innehåller en led motsvarande en tåled och som utgöres av böjligheten i det i tå- partiet använda, elastiska materialet, exempelvis gummi, gummi- 35 blandning eller motsvarande plastmaterial, varvid i tåpartiet 3 använt material bör ha högre hårdhet än materialet i fotsulan 4 och hälen 5, exempelvis 40-80 Shore, företrädesvis 60 Shore, respektive 30-70 Shore, företrädesvis 40-50 Shore.

Den tåpartiet 3 och fotsulan 4 med hälen 5 innehållande kroppen 40 är fast förbunden med kärnan 1 åtminstone fram till punkten A

som i fig. 2 visas belägen rakt ovanför trampdynepartiets 7 bal-
lenlinje B, omkring vilken foten viker sig vid gång och efter
vilken fotsulan är välvd i sitt hålfotsparti 8 för att fotprotesen
skall passa till alla typer av skor. Fotsulan 4 har vidare sin
5 undersida så utformad, att med protesfoten uppställd på ett plant
underlag 9 skall nämnda linje B liksom hälens 5 undersida vara
parallel med underlaget. Från punkten A är vid den på ritningarna
visade utföringsformen av uppfinnningen fotsulan 4 med sin häl
5 löst anordnad i förhållande till kärnan 1 och är med hälen
10 5 rörligt ansluten till kärnans bakre parti genom en inställ-
ningsanordning 10, med hjälp av vilken hälen 5 är inställbar
i höjdled i förhållande till fotsulans trampdyneparti 7, varigenom
möjliggöres för protesbäraren att använda skor med olika klackhöjd
och att gå med protesen utan skor på normalt sätt.

15 Nämnda inställningsanordning 10 kan på i sig känt sätt inne-
fatta en ställskruv 11 som är vridbart men ej axiellt förskjutbart
infäst i en tryckupptagande och -fördelande, i eller vid hälen
5 förankrad platta 12 och sträcker sig genom en i kärnan 1 fast
anordnad, invändig gängad hylsa 13. Ovanför denna sträcker sig
20 ställskruven 11 frigående upp genom ett hål 14 i kärnan 1 och
är vid sin övre ände fast ansluten till en vridstyg tråd 15,
exempelvis vajer, som är försedd med en vridknopp 16, med hjälp
av vilken protesbäraren, utan att behöva böja sig, för hand kan
vrida ställskruven och därmed förskjuta den tack vare det elastiska
25 materialet i fotsulan relativt dess med kärnan 1 fast förbundna
tåparti 3 och trampdyneparti 7 svängbara hälen 5 från och mot
kärnan 1 för inställning av densamma i avsett höjdläge i beroende
av använd skos klackhöjd.

I fig. 3 visas inställningsanordningen även innehåfta en
30 låsbricka 17 som fastskruvad på den i kärnan 1 applicerade hylsan
13 befinner sig i ett skiljeplan 18 mellan två med varandra sam-
manfogade delar 19,20 av kärnans bakre parti, varvid den övre
delen 19 kan vara fastlimmad eller fastskruvad vid underdelen
20. Vidare visas i fig. 3 att ställskruven 11 vid sin undre ände
35 är försedd med en glidlagerfläns 21 för glidlagerlagrad anliggning
mot en motsvarande glidlagerfläns 22 hos en i ett hål 23 i plattan
12 anordnad hylsa 24 samt är låst mot axiell förskjutning av
en i plattans mot hälen 5 vänta sida anliggande och i ställskruven
inskruvad skruv 25.

40 Föreliggande fotprotes är vidare för fast anslutning av

ett protesunderben försedd med en adapter 26, som är ledbart fäst vid protesfotens kärna 1 genom en ledanordning 27 med en styv, dvs. ej böjlig, ledpinne 28 sträckande sig genom ledanordningen och kärnan 1. Denna ledpinne skall bilda rät vinkel
5 med underlaget 9 när den uppfinningsenliga protesfoten, korrekt inställd för gång, vilar med sitt trampdyneparti 7 och sin häl
5 mot underlaget 9, innebärande exempelvis att i fig. 2 visas protesfoten inställd för att bära en sko med en klackhöjd som motsvarar avståndet mellan hälundersidan och underlaget 9 minus
10 skosulans tjocklek vid fotsulans trampdyneparti 7. Ledpinnen 28, vars längdaxel sammanfaller i nämnda normalläge med längdaxeln hos adapterns fästorgan 29 och det icke visade protesunderbenets med fästorganet 29 hopkopplingsbara fästorgan, är vidare så orienterad, att dess förlängda längdaxel skär fotsulans undersida
15 i dess mitt och denna skärningspunkt visas i fig. 1 tillsammans med fotsulan projicerad på underlaget och betecknas med C. Genom denna punkt C sträcker sig en linje D, som i fig. 1 visas sammanfalla med snittlinjen II-II och som skär ballenlinjen B under rät vinkel och utvisar protesfotens "gångriktning", i förhållande
20 till vilken protesfoten är uppbyggd på avsett sätt med hänsynstagande till bärarens egenart, åtminstone vad gäller in- och uttåighet, och formad att passa till vanliga skor.

Ledpinnen 28 sträcker sig utan glapp genom ett hål 30 i kärnan 1 och är vid sin nedre del gängad samt försedd med en mutter 31 och en bricka 32 mellan muttern och kärnan 1. Muttern 31 är åtkomlig från fotprotesens fotsula genom ett i denna upptaget hål 33. Fäst ovanpå kärnan 1 är en stödvagga 34, vars övre längsgående kanter är avfasade snett nedåt-utåt och genom vilken ledpinnen 28 sträcker sig, företrädesvis utan glapp. Stödvaggan kan vara utformad i ett stycke med kärnan 1 och behöver således inte utgöra en separat del. I stödvaggan 34 är anordnad en lagerkropp 35 av elastiskt material, exempelvis gummi eller motsvarande plastmaterial med en hårdhet av 60-100 Shore, företrädesvis 90 Shore, vilken kropp har sitt sätt i stödvaggan 34, varvid sätstyorna, dvs. ledkroppens och stödvaggans mot varandra anliggande ytor, inte behöver vara cirkulära, såsom visas på ritningarna, utan kan ha vilken som helst annan, inbördes överensstämmande form. Däremot skall lagerkroppens längdaxel vara anordnad i rät vinkel i förhållande till fotens gångriktning och dess ovansida skall vara bågformig och företrädesvis halvcirkulär för att sam-

verka med ett på motsvarande sätt och företrädesvis halvcirkulärt utformat överfall 36, som ingår som en del i adaptern 26 och anligga mot och uppberas av lagerkroppen 35.

Ledpinnen 34 sträcker sig också genom ett hål 37 i lager-

- 5 kroppen 35 samt genom ett hål 38 i överfallet 36, vilket senare hål är avlångt utformat i gångriktningen och kan ha större bredd än ledpinnens diameter. Tack vare detta i gångriktningen avlånga hål 38 i överfallet 36 möjliggöres mot verkan av mellan lagerkropp 35 och överfall 36 uppträdande friktionskrafter relativrörelse
- 10 mellan adaptern 26 och protesfoten kring en axel som är parallell med ballenlinjen B och som ligger i krökningscentrum för lagerkroppens och överfallets mot varandra anliggande ytor, dvs. adapttern kan vrida sig framåt och bakåt i ett vertikalplan i gångriktningen.

- 15 För att ytterligare hämma denna rörelse är adapttern 26 på sin framsida och baksida försedd med utskjutande och stadgade stödflänsar 39 resp. 40, som även i det i fig. 2 visade normalläget anligger mot var sitt på protesfotens kärna 1 anordnat dämpningsorgan 41 resp. 42, vardera i form av elastiska plast- eller gummikuddar med en hårdhet av 40-70 Shore, företrädesvis 50-60 Shore. Så fort som adaptern 26 vrids, bjuder sålunda berört dämpningsorgan 41, 42 genom att komprimeras, motstånd som ökar med ökat rörelse-utslag och medverkar sedan till att återföra foten till det i fig. 2 visade normalläget. Härvid erhålls inga abrupta stopp
- 25 utan en successiv uppbromsning av rörelserna och i detta sammanhang har protesbärarens kroppsvikt och benstyrka stor betydelse.

- För att eliminera denna betydelse är i enlighet med föreliggande uppfinning i det främre dämpningsorganet 41 på utbytbart sätt anordnad en tryckfjäder 43, vars fjäderkraft anpassas till protesbärarens vikt - desto tyngre person ju kraftigare fjäder.
- 30 Fjädern 43 kan ligga försänkt i ett i kärnan upptaget, med skyddslycka 44 försett hål 45, varvid fjädern kan vara försedd med styrstift 46 vid sina mot hålbottnen och stödflänsen 39 anliggande ändar. Vidare är anordnat ett elastiskt bromsskikt 47 av gummi
- 35 eller motsvarande plastmaterial med en hårdhet av 70-100 Shore, företrädesvis 90 Shore, och som hålls anliggande och tryckt mot överfallet 36 i adaptern 26 av en styyr tryckbricka 48, som liksom bromsskiktet 47 genomsyras utan glapp av ledpinnen 28 som med ett huvud 49 anligger mot tryckbrickan 48. Medelst ledpinnen 28 är
- 40 således hela ledanordningen 27 sammanhållen och ledanordningens

ledbarhet och rörlighet är därmed reglerbar allt efter behov och anpassningsbar till protesbärarens vikt och benstyrka genom vridning av ledpinnens huvud 49 eller mutter 31.

Med detta uppfinningsenliga arrangemang uppnås även viss rörlighet i sidled genom att lagerkroppen 35 och bromsskiktet 47 är av eftergivligt material. Det elastiska bromsskiktet 47 bidrar i stor utsträckning till föreiggande protes unika funktion vad gäller möjligheten att gå även i medlut och motlut utan problem och utan att benet ens tenderar att vika sig. Vid gång i medlut sätts som bekant först hälen eller klacken i mot underlaget samtidigt som foten i övrigt inte får något stöd underifrån, innebärande att i isättningssögonblicket utsätts protesfoten underifrån för en uppåtriktad, av protesbärarens vikt avhängig kraft som ger ett transient vridmoment som vill vrida protesfoten nedåt mot underlaget och mot verkan av det bakre dämpningsorganet 42, vilket dock bjuder minst motstånd i början och kan därför till en början icke motverka nämnda vridmoment. Detta transienta vridmoment upptas emellertid enligt uppförningen av det mot adapterns överfall 36 anliggande bromsskiktet 47 tillsammans med den likaså mot överfallet 36 anliggande lagerkroppen 35 på ett så effektivt sätt, att protesbäraren upplever sin protesfot som om den vore en riktig fot, åtminstone vad gäller stadga och anpassad rörlighet.

På samma sätt fungerar bromsskiktet 47 och lagerkroppen 35 vid gång i motlut. Härvid verkar den av protesbärarens vikt avhängiga, uppåtriktade kraften på protesfotens trampdyne-parti och resulterar i ett transient vridmoment som vill vrida protesfoten åt motsatt håll och mot verkan av det främre dämpningsorganet 41. Momentarmen blir härvid längre än den momentarm som erhålls vid isättning av hälen, men detta kompenseras till slut av den i det främre dämpningsorganet 41 anordnade, viktanpassade tryckfjädern 43. Dessutom kan också det främre dämpningsorganet 41 göras större och ges högre hårdhet än det bakre dämpningsorganet 42.

En annan viktig funktion för att få en fotprotes gångvänlig och gångriktig är frånskjutet i steget och denna funktion, som är direkt avhängig av den stagade och viktanpassade ledfunktio-
nen hos föreiggande protes, finns också inbyggd i densamma och närmare bestämt i dess av elastiskt material bestående tåparti
3 genom att dess längd fram till kärnan 1 är anpassad till pro-
tesbärarens vikt och benstyrka och genom att materialet i tå-

partiet 3 har högre hårdhet än i sulan 4. Vidare bör tåpartiet 3 ha välvd eller kupad ovansida som ger större motstånd mot böjning av tåpartiet än ett platt tåparti. I tåpartiet 3 är med andra ord inbyggt ett motstånd mot böjning som är anpassat till 5 protesbärarens vikt och benstyrka och som den bromsade leden 27 förmår att klara av, så att tåpartiet 3 vid gång automatiskt böjer sig likt en riktig fot i "tåleden" mot verkan av det inbyggda motståndet som tas upp av den bromsade leden 27 utan att den vrider sig nämnvärt. När sedan foten börjar att lyftas från 10 underlaget ges tåpartiet 3 möjlighet att återfjädra och därigenom åstadkomma det så för gång viktiga fränskjutet i steget. Anpassningen av tåpartiets längd fram till kärnan i illustreras med en streckad linje 50 i fig 2 och därav framgår entydigt att om tåpartiet avkortas och kärnan göres motsvarande längre ökar böj- 15 motståndet i tåpartiet 3 och ett ökat böjmotstånd i tåpartiet krävs också efter en tids användning av en protes på grund av ökad benstyrka.

I protesfoten enligt föreliggande uppfinding finns inbyggda egenskaper som gör föreliggande protesfot unik i sitt slag och 20 dessa egenskaper ligger i att föreliggande protesfot står plant och stabilt på underlaget,

följer hela tiden gångrikningen, vilket eliminerar förslitningar i knä- och höftleder och förhindrar deformering av protesfoten,

25 har reglerbar häl så att protesbäraren kan använda sig av skor med olika klackhöjd

är välvd i hälfoten för att passa till alla typer av skor,

har tilltagen höjdskillnad mellan häl och ballenlinjen B eller trampolinjen varigenom protesbäraren icke behöver klacka 30 om sina skor allt för ofta

anpassar sig automatiskt vid gång i med- respektive motlut, har låg vikt, exempelvis 550 g vid storlek 41,

ger protesbäraren en möjlighet att själv välja sina skor samt har anpassad hårdhet i sulan och hälen vilket gör att protesbäraren undviker rygg- och svankskador och dessutom får god balans under gång.

Föreliggande uppfinding är icke begränsad till det ovan beskrivna och på ritningarna visade utan kan ändras, modifieras och kompletteras på många olika sätt inom ramen för den i efter- 40 följande patentkrav definierade uppfindingstanken.

PATENTKRAV

1. Anordning vid en protes, vid vilken en protesfot och anslutande underben är inbördes förenade genom en led (27) som tillåter relativrörelse mellan protesfoten och underbenet under tilltagande motstånd från åtminstone på ömse sidor om ledens anordnade dämpningsorgan (41,42), kännetecknad av att ledens (27) även före kontakt med något av de nämnda på ömse sidor om ledens befintliga dämpningsorganen (41,42) är bromsad med en reglerbar till protesbärarens vikt anpassad kraft, vilken kraft är sådan, att den läser ledens (27) mot rörelse vid böjning av protesfotens av företrädesvis elastiskt material bestående täparti (3) under gång, varvid detta täparti har i sig inbyggt ett till protesbärarens vikt och benstyrka anpassat böjmotstånd.

2. Anordning enligt krav 1, varvid fotprotesen innehåller en styv kärna (1), företrädesvis av trä, och en av denna uppbyuren kropp av elastiskt material som bildar protesfotens täparti (3), fotsula (4) och häl (5), kännetecknad av att ledens tvärgående ledaxel är parallell med fotsulans trampdyneparti (7) och tramp- eller ballenlinje (B) och att ledens (27) innehåller en styv, i ett hål i kärnan (1) anordnad ledpinne (28), som bildar rät vinkel med underlaget när protesfoten är gångriktigt inställt och vilar med sitt trampdyneparti (7) och häl (5) mot underlaget och som via ledens (27) förbinder en underbensadapter (26) med protesfotens kärna (1), varjämte nämnda ledpinne (28) är anordnad i ett vertikalplan som skär ballenlinjen (B) under rät vinkel och utgör protesfotens gångplan eller -riktnings.

3. Anordning enligt krav 2, kännetecknad av att förutom ledpinnen (28) innehåller ledens (27) en lagerkropp (35) företrädesvis av elastiskt material, och ett mot denna anliggande, i adaptern (26) utformat överfall (36) med mot lagerkroppen svarande form och som är försedd med ett i gångrikningen avlångt hål (38), genom vilket den i kärnan (1) oböjligt uppstågade ledpinnen (28) sträcker sig liksom genom ett i lagerkroppen (35) befintligt hål (37), varvid den ledens (27) sammanhållande ledpinnen (28) är ställbart förenad med kärnan (1) för reglering av ledens ledbarhet och rörlighet i beroende av protesbärarens vikt och benstyrka.

4. Anordning enligt krav 3, kännetecknad av att på ovansidan av överfallet (36) är anordnat ett med detta

9
456 134

samverkande bromsskikt (47), företrädesvis av elastiskt material, som också genomgås av och hålls tryckt mot överfallet (36) av ledpinnen (28).

5. Anordning enligt krav 3 eller 4, kännetecknade av att lagerkroppen är anordnad i en stödvagga (34) som är utformad som en del av kärnan (1) eller som en separat med kärnan (1) förbunden del.

6. Anordning enligt något av de föregående kraven, kännetecknade av att som bromshjälp är i det i gångrikningen framför ledens (22) befintliga dämpningsorganet (41) anordnad en tryckfjäder (43) med en till protesbärarens vikt anpassad fjäderkraft.

FIG.1

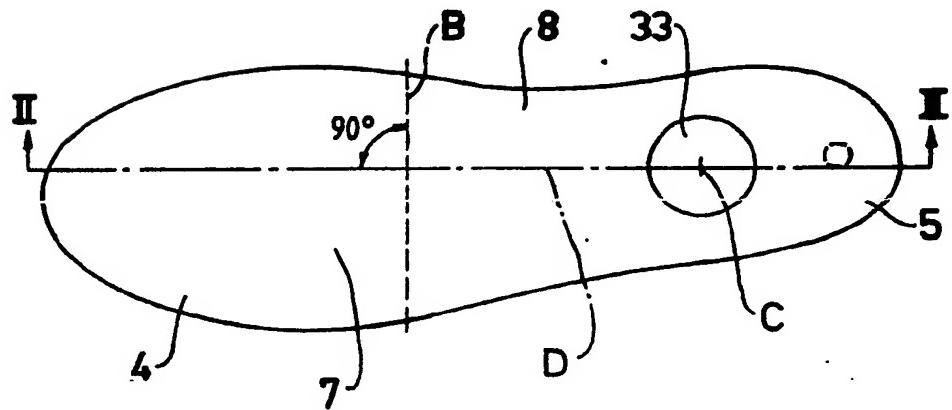
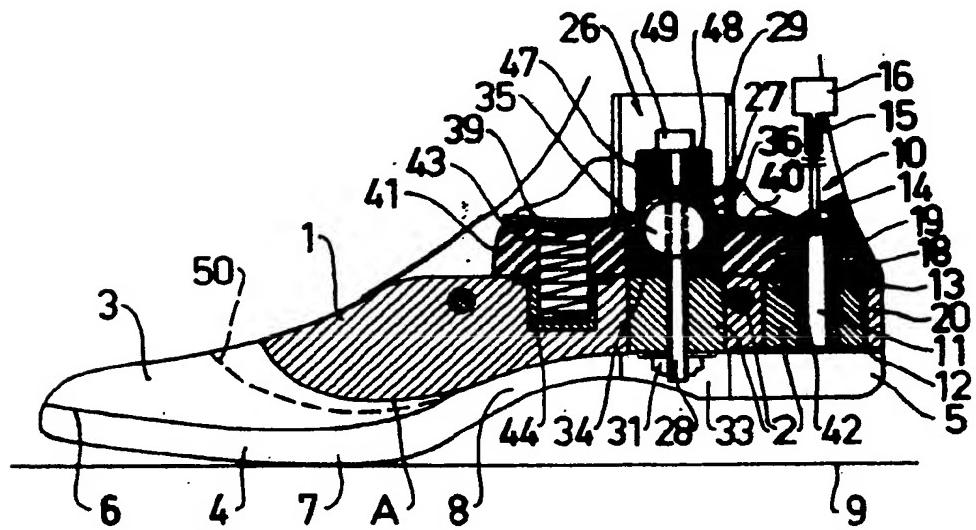


FIG.2



456 134

FIG.3

